

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 19 FEV. 2003

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr



**BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ**

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI

cerfa

N° 11354*03

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54**REQUÊTE EN DÉLIVRANCE**
page 1/2**BR1**

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 210502

REMISE DES PIÈCES DATE 6 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0215443 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI - 6 DEC. 2002 Vos références pour ce dossier <i>(facultatif)</i> 240101 D20669 FG		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE Cabinet REGIMBEAU 20, rue de Chazelles 75847 PARIS CEDEX 17 FRANCE	
Confirmation d'un dépôt par télécopie <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie		2 NATURE DE LA DEMANDE Cochez l'une des 4 cases suivantes <input checked="" type="checkbox"/> Demande de brevet <input type="checkbox"/> Demande de certificat d'utilité <input type="checkbox"/> Demande divisionnaire <i>Demande de brevet initiale</i> <i>ou demande de certificat d'utilité initiale</i> <input type="checkbox"/> Transformation d'une demande de brevet européen <i>Demande de brevet initiale</i>	
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) PROCÉDE DE DETECTION DU CYCLE CARDIAQUE A PARTIR D'ANGIOGRAMME DE VAISSEAUX CORONAIRES			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases) <input checked="" type="checkbox"/> Personne morale <input type="checkbox"/> Personne physique		GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC 3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138	
Nom ou dénomination sociale _____ Prénoms _____ Forme juridique _____ N° SIREN _____ Code APE-NAF _____ Domicile ou siège _____ Rue _____ Code postal et ville _____ Pays _____ Nationalité _____ N° de téléphone <i>(facultatif)</i> _____ Adresse électronique <i>(facultatif)</i> _____		N° de télécopie <i>(facultatif)</i> _____ <input type="checkbox"/> S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	

REMISE DES PIÈCES DATE 6 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0215443 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		Réservé à l'INPI	DB 540 W / 210502
6 MANDATAIRE (s'il y a lieu) Nom Prénom Cabinet ou Société N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel Adresse Rue Code postal et ville Pays N° de téléphone (facultatif) N° de télécopie (facultatif) Adresse électronique (facultatif)		240101 FG Cabinet REGIMBEAU 20, rue de Chazelles 75847 PARIS CEDEX 17 01 44 29 35 00 01 44 29 35 99 info@regimbeau.fr	
7 INVENTEUR (S) Les demandeurs et les inventeurs sont les mêmes personnes		Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'inventeur(s)	
8 RAPPORT DE RECHERCHE Établissement immédiat ou établissement différé Paiement échelonné de la redevance (en deux versements)		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation) <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> Uniquement pour les personnes physiques effectuant elles-mêmes leur propre dépôt <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention (joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence): AG	
10 SÉQUENCES DE NUCLEOTIDES ET/OU D'ACIDES AMINÉS Le support électronique de données est joint La déclaration de conformité de la liste de séquences sur support papier avec le support électronique de données est jointe		<input type="checkbox"/> Cochez la case si la description contient une liste de séquences <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
11 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI L. MARIELLO	

L'invention concerne les procédés de détection du mouvement cardiaque d'un patient à partir d'un angiogramme des vaisseaux coronaires.

5 L'identification du mouvement cardiaque, à partir d'images d'artères coronaires acquises à l'aide d'un dispositif de radiographie à rayons X durant une injection sélective d'un agent de contraste au sein de ces artères coronaires, peut bénéficier à un certain
10 nombre de d'algorithmes :

- calcul d'un indice de perfusion du myocarde basé sur l'analyse de l'évolution de la densité dans la série d'images tout le long des différents cycles cardiaques,
- 15 - production d'une séquence figée c'est-à-dire avec pas ou très peu de déplacements des artères coronaires entre les différentes images composant ladite séquence,
- synchronisation de deux séquences d'images multi
20 modales du même patient, par exemple une séquence acquise en fluoroscopie et une autre séquence acquise en mode enregistrement classique, les images des deux séquences pouvant être alors combinées,
- 25 - réalisation d'une reconstruction tridimensionnelle en appliquant des algorithmes de reconstruction connus en soi à partir des séries d'images, choisis de manière à ce qu'elles illustrent le même instant dans le cycle cardiaque.

30

Des difficultés surgissent dans ces algorithmes :

- une première difficulté est que le signal électrocardiogramme (ECG) est nécessaire pour connaître l'instant dans le cycle cardiaque associé avec chacune des images acquises des séquences.
5 Mais, ce signal n'est pas toujours disponible directement avec les images. De plus, le signal ECG est un signal électrique, qui décrit la stimulation du muscle cardiaque mais pas le mouvement mécanique effectif de ce muscle. Or, dans les applications
10 des algorithmes précédemment décrits, il est nécessaire de connaître la position des artères coronaires injectées, c'est-à-dire de connaître le comportement mécanique du cœur,
- une deuxième difficulté est que le patient peut
15 respirer pendant l'acquisition ou bien que les images venant de deux cycles cardiaques différents peuvent être légèrement différentes.

Un but de l'invention est de fournir un procédé de
20 détection automatique du mouvement cardiaque permettant de résoudre les problèmes précités.

A cet effet, on prévoit, selon l'invention, un procédé de détection automatique du mouvement cardiaque
25 destiné à être mis en œuvre au sein d'un dispositif de radiographie de type comportant une source de rayons X, des moyens d'enregistrement disposés en regard de la source, et un support disposé entre la source et les moyens d'enregistrement sur lequel un patient dont la
30 région du cœur est à radiographier est destiné à être

positionné, caractérisé en ce que le procédé comporte des étapes de :

- a) acquisition par les moyens d'enregistrement d'une série d'images successives I_n de la région du cœur
- b) analyse d'au moins une partie des images ainsi acquises pour y mettre en évidence un mouvement du cœur, et
- c) détermination du cycle cardiaque à partir de ce mouvement.

Ainsi, le procédé permet de déterminer le mouvement mécanique effectif du cœur lors de son cycle à partir d'une série d'images acquises par un dispositif de radiographie de type à rayons X sans avoir besoin du signal de l'électrocardiogramme de manière à synchroniser les différentes images avec celui-ci. De plus, lors du calcul des déplacements intégraux entre les images successives de la série d'images, le procédé peut évaluer les différences légères qu'il peut y avoir entre deux cycles cardiaques contenus dans la série d'images.

Selon des variantes de réalisation, le procédé peut présenter au moins l'une des caractéristiques suivantes :

- le procédé comporte des étapes de :

- a) acquisition par les moyens d'enregistrement de la série d'images successives I_n de la région du cœur,
- b) détermination d'un axe crânio-caudal du cœur,

- c) calcul pour chaque image I_n de la série d'images d'un ensemble de coefficients d'atténuation des points de l'image représentant les vaisseaux de la région du cœur suivant des lignes
5 perpendiculaires à l'axe crânio-caudal du cœur,
- d) calcul d'un dépassement intégral $k_{n,n+1}$ entre deux images successives I_n et I_{n+1} de la série d'images à partir de l'ensemble des coefficients d'atténuation calculé pour chacune des deux
10 images successives,
- e) détermination du cycle cardiaque à partir de l'ensemble des déplacements intégraux précédemment calculés.
- l'étape b comporte des étapes de :
- 15 b1) calcul, pour chacune des images I_n de la série d'images, d'une image seuillée associée IS_n ne conservant que les vaisseaux de la région du cœur,
- b2) détermination de l'ensemble des coefficients
20 d'atténuation des points de l'image à partir des images seuillées suivant des lignes perpendiculaires à l'axe du cœur.
- l'étape de calcul de l'image seuillée IS_n comporte des étapes de :
- 25 bli) détermination d'au moins une dimension, notamment un diamètre, des vaisseaux de la région du cœur à conserver,
- blii) calcul d'une image de fermeture à partir de la dimension maximale des vaisseaux de la région
30 du cœur à conserver,

bliii) calcul d'une image intermédiaire par soustraction de l'image de fermeture à l'image initiale, et

bliv) calcul de l'image seuillée par application sur l'image intermédiaire d'un seuillage adaptatif.

- le seuillage est appliqué de sorte qu'il conserve environ 15% des pixels de l'image intermédiaire.

- l'ensemble des coefficients d'atténuation des points de l'image I_n suivant une ligne i est modélisé par une intégrale linéaire $f_{I_n}(i)$ de ces coefficients d'atténuation le long de cette ligne.

- l'intégrale linéaire s'exprime par une formule, pour la ligne i , $f_{I_n}(i) = \sum_{j=0}^{nbcolonnes} \ln \frac{I_n(i,j)}{I_{0n}(i,j)}$ avec $I_n(i,j) = R_{00} e^{-\int_{C(V)} \mu(x) dx - \int_{C(F)} \mu(x) dx}$

et $I_{0n}(i,j) = R_{00} e^{-\int_{C(F)} \mu(x) dx}$ où R_{00} est l'intensité initiale des rayons X émis par la source de rayons X , $C(M)$ est le trajet entre la source de rayons X et un point M de l'image I_n ayant pour coordonnées (i,j) en pixels sur ladite image, μ est le coefficient local d'atténuation le long du trajet C qui dépend de la nature des tissus traversés ainsi que de la longueur d'onde de rayons X utilisée, V représente l'ensemble des points de l'image I_n appartenant aux vaisseaux projetés qui sont traversés par les rayons X , et F représente l'ensemble des points appartenant à d'autres tissus projetés sur l'image I_n .

- le calcul du déplacement intégral $k_{n,n+1}$ entre deux images successives I_n et I_{n+1} est effectué à partir de

l'ensemble des intégrales linéaires associées à chacune des images successives.

- le déplacement intégral est la valeur de $k_{n,n+1}$ qui minimise une fonction de coût de type

$$5 \quad F_{n,n+1}(k_{n,n+1}) = \sum_i |f_{I_n}(i) - f_{I_{n+1}}(i - k_{n,n+1})|.$$

- le procédé comporte une étape supplémentaire de :

f) choix parmi la série d'images d'un sous-ensemble d'images synchrones du cycle cardiaque à partir du cycle cardiaque prédéterminé précédemment.

10 - le procédé comporte en outre une étape de :

g) détermination d'un déplacement intégral dû à la respiration du patient (100) entre les images synchrones, la détermination s'effectuant d'une manière similaire à l'étape c.

15

On prévoit aussi, selon l'invention, un dispositif de radiographie de type comportant une source de rayons X, des moyens d'enregistrement disposés en regard de la source, et un support disposé entre la source et les
20 moyens d'enregistrement sur lequel un patient dont la région du cœur est à radiographier est destiné à être positionné, caractérisé en ce que le dispositif de radiographie comporte des moyens pour mettre en oeuvre le procédé selon l'une des revendications précédentes.

25

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront lors de la description ci-après d'un mode préféré de réalisation. Aux dessins annexés :

- la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif de radiographie de type à rayons X apte à mettre en œuvre le procédé selon l'invention,
- la figure 2 est un schéma de principe du procédé
5 selon l'invention,
- la figure 3 est deux images successives acquises lors du procédé selon l'invention,
- la figure 4 est la transformation en images segmentées des images de la figure 3,
- 10 - la figure 5 est un diagramme représentant les coefficients d'atténuation calculés selon le procédé de l'invention pour les images de la figure 4,
- la figure 6 est un diagramme illustrant le cycle
15 cardiaque obtenu par le procédé selon l'invention.

En référence à la figure 1, un dispositif de radiographie 1 comprend des moyens de prise de clichés radiographiques 2 et des moyens d'émission de rayons X 3
20 sous la forme d'une source de rayons X. Les moyens de prise de clichés radiographiques 2 peuvent être un capteur plan ou un amplificateur de luminance associé à une caméra. La source de rayons X 3 et les moyens de prises de clichés radiographiques 2 sont fixés à chaque
25 extrémité d'un bras porteur 7 faisant office de positionneur, ici ressemblant à un demi cercle. Le bras en demi cercle 7 est lié à coulissement à un second bras 8. Le second bras 8 est lui-même lié à rotation au socle 9 du dispositif de radiographie 1. Le socle 9 est
30 monté à rotation 12 par rapport au sol.

Le bras 8 est apte essentiellement à effectuer des mouvements de rotation 6 autour de son axe propre. Le bras en demi cercle 7 est apte, quant à lui, à coulisser par rapport au bras 8, de manière à ce que le bras en
5 demi cercle 7 fasse un mouvement de rotation 5 par rapport au centre du demi cercle formant le bras 7.

En utilisation, le corps du patient 100 est positionné entre la source de rayons X 3 et les moyens
10 de prise de clichés radiographiques 2, sur un support non représenté de manière à ce que le cœur 4 du patient 100 se trouve dans le champ 10 de l'appareil.

En référence à la figure 2, le patient 100 est
15 allongé sur le support du dispositif de radiographie 1 alors que la source de rayons X 3 et les moyens de prise de clichés radiographiques 2 effectuent une rotation 5 autour de lui. Dans ce cas de figure, l'axe crânio-caudal du patient 100 est sensiblement parallèle à l'axe
20 5 de rotation du mouvement. Anatomiquement, lors du cycle cardiaque, deux plans du cœur perpendiculaire à son axe crânio-caudal effectuent, l'un par rapport à l'autre, un mouvement de translation selon cet axe crânio-caudal associé à un mouvement de rotation autour
25 de cet axe crânio-caudal. De ce fait, avec un tel positionnement du patient 100 au sein du dispositif de radiographie 1, chaque plan P_t du cœur, perpendiculaire à l'axe crânio-caudal de celui-ci, se projette selon une ligne L_t sur les moyens de prise de clichés
30 radiographiques lorsque ces derniers acquièrent une image S_t .

A l'instant $t+\delta t$, alors que l'arceau 7, portant la source de rayons X 3 et les moyens de prise de clichés radiographiques 2, a effectué un mouvement de rotation 5 autour de son axe, le plan P_t précédemment décrit a effectué une translation selon l'axe crânio-caudal du cœur ainsi qu'une rotation selon ce même axe et se retrouve dans une position $P_{t+\delta t}$ qui se projette alors sur les moyens de prise de clichés radiographiques 2 suivant une ligne $L_{t+\delta t}$ que l'on retrouve sur l'image $S_{t+\delta t}$ alors acquise à ce moment. Or, les plans P_t et $P_{t+\delta t}$ coupent les mêmes types de tissus cardiaques et dans les mêmes proportions. Comme les tissus atténuent plus ou moins les rayons X qui les traversent, la somme de ces atténuations selon la ligne L_t est sensiblement égale à la somme des atténuations selon la ligne $L_{t+\delta t}$. Ainsi, pour connaître le déplacement du plan P, il suffit de calculer le déplacement de sa projection sur les moyens de prise de clichés radiographiques 2, c'est-à-dire le déplacement de la ligne L de L_t à $L_{t+\delta t}$.

20

Soit R_{00} , l'intensité du rayon émis par la source de rayons X 3. L'image I obtenue après l'injection d'un produit de contraste dans les vaisseaux coronaires du cœur peut être modélisée par :

25

$$I(M) = R_{00} e^{-\int_{C(M)} \mu(x) dx}$$

où $C(M)$ est le trajet entre la source de rayons X 3 modélisée sur la figure 2 par le point O et un point M de l'image, le point M ayant pour coordonnées (i,j) en pixels sur ladite image,

30

μ est le coefficient local d'atténuation le long du trajet C qui dépend de la nature des tissus traversés ainsi que de la longueur d'onde de rayons X utilisée, V représente l'ensemble des points de l'image appartenant aux vaisseaux projetés qui sont traversés par les rayons X, et F représente l'ensemble des points appartenant à d'autres tissus projetés sur l'image.

Dans le cas où l'image ne serait pas injectée, on obtiendrait que les contributions des points qui ne sont pas dans les vaisseaux, c'est-à-dire une image I_0 dont la modélisation serait :

$$I_0(M) = R_{00} e^{-\int_{C(F)} \mu(x) dx}$$

15

De ce fait, le principe du procédé selon l'invention précédemment cité est basé sur la fait que $\int_{C(F)} \mu(x) dx$ se conserve. On calcule cette entité à partir des différentes images d'une série d'images et ensuite on détermine le déplacement vertical du cœur entre deux images successives de la série d'images.

Dans un mode de réalisation préféré, les images acquises par les moyens d'acquisition de clichés radiographiques 2 sont des images de type celles illustrées en figure 3 montrant une image IO_n et sa suivante IO_{n+1} dans la série, sur lesquelles, du fait de l'injection d'un produit de contraste au sein des vaisseaux coronaires, ces derniers sont parfaitement visibles en foncé. Dans un premier temps, connaissant

les dimensions des artères maximales à extraire, c'est-à-dire un diamètre des artères coronaires, le procédé selon l'invention applique un masque de fermeture aux images initiales IO_n telles qu'illustrées en figure 3.

5 Ce masque de fermeture permet de faire ressortir les éléments structurants ayant une taille équivalente aux dimensions des artères à extraire préalablement déterminées. L'application d'un tel masque revient à calculer une image soustraite obtenue par soustraction à

10 l'image initiale du masque de fermeture correspondante précédemment calculée. Toutefois, cette opération ne réussit pas à éliminer toutes les structures parasites présentes dans l'image. Pour cela, le procédé selon l'invention applique un seuillage adaptatif à l'image

15 soustraite, en calculant un seuil de façon à garder environ 15% de pixels. Cette hypothèse est basée sur le fait que le contraste le plus fort est donné par les vaisseaux coronaires contenant lors de l'acquisition des images, un produit de contraste. On obtient alors une

20 image de contraste seuillée telle qu'illustrée en figure 4 où l'image IS_n est l'image seuillée de l'image IO_n originale et, de même, l'image seuillée IS_{n+1} est l'image seuillée de l'image originale IO_{n+1} .

25 Dans une deuxième étape, le procédé selon l'invention détermine des intégrales linéaires f_{IS_n} des différentes images seuillées IS_n , ligne de pixels i par ligne de pixels i (qui sont ici perpendiculaires à l'axe crânio-caudal du cœur), selon la formule :

30

$$f_{IS_n}(i) = \sum_{j=0}^{nbcolonnes} \ln \frac{I(i,j)}{I_0(i,j)}$$

On obtient ainsi pour chacune de images IS_n , i valeurs d'intégrales linéaires \int_{IS_n} illustrées en figure 5 où IA_n est l'ensemble des intégrales linéaires associées à l'image IS_n et IA_{n+1} est l'ensemble des intégrales linéaires associées à l'image IS_{n+1} .

Dans une étape suivante, le procédé selon l'invention calcule un déplacement intégral sur une séquence d'images à partir de l'ensemble des intégrales linéaires IA_n précédemment calculées et associées à chacune des images originales IO_n . Le calcul du déplacement intégral sur une séquence d'images permet de déterminer le mouvement mécanique effectif du cœur, tout du moins, de déterminer l'évolution de la translation des différents plans perpendiculaires à l'axe crânio-caudal du cœur le long de cet axe et dont la projection de chacun de ces plans sur les images IO_n est une ligne de pixels i . Pour cela, puisque en début de cette description, nous avons indiqué que la somme des coefficients d'atténuation des points projection du plan perpendiculaire P_t à l'axe du crânio-caudal se conserve, c'est-à-dire que les valeurs \int_{IS_n} des intégrales linéaires se conservent, le procédé selon l'invention calcule entre deux images successives IO_n et IO_{n+1} le déplacement selon cette translation. Là, le procédé selon l'invention détermine un déplacement $k_{n,n+1}$ à partir des intégrales linéaires IA_n , IA_{n+1} associées à chacune des deux images successives considérées, $k_{n,n+1}$ qui minimise une fonction de coût $F_{n,n+1}$ s'établissant comme :

$$F_{n,n+1}(k_{n,n+1}) = \sum_{i=0}^{nblignes} |f_{IS_n}(i) - f_{IS_{n+1}}(i - k_{n,n+1})|$$

La valeur $k_{n,n+1}$ ainsi obtenu est égale au déplacement effectif en translation du cœur selon l'axe crânio-caudal de celui-ci entre les deux images successives considérées.

L'ensemble des valeurs $k_{n,n+1}$ trouvées pour l'ensemble d'une séquence d'images nous indique le cycle cardiaque tel qu'illustré en figure 6.

10

Selon une variante de réalisation, lors d'une étape supplémentaire, le procédé selon l'invention, supposant que dans chaque cycle cardiaque la succession des évènements est sensiblement la même, détermine des images synchrones d'une image d'origine quelconque prise dans le premier cycle trouvé précédemment. Toutefois, dans une autre variante de réalisation, pour lequel l'ensemble des images synchrones à trouver doit permettre une reconstruction tridimensionnelle, il faut prendre en compte des images qui soient prises dès le début de la rotation de l'arceau 7 du dispositif de radiographie 1, pour lesquels les vaisseaux coronaires sont bien injectés par le produit de contraste. Différents tests ont montré que sur une séquence d'environ deux cents images au total, on peut exploiter approximativement cent images bien injectées, à partir desquelles on peut toujours trouver trois images synchrones au moins qui soient exploitables pour une reconstruction tridimensionnelle.

30

Dans une variante de réalisation, le procédé calcule le déplacement du cœur dû au mouvement respiratoire du patient lors de l'acquisition de la séquence d'images servant de données d'entrée au procédé selon l'invention précédemment décrit. Pour cette étape, le procédé selon l'invention se base sur l'ensemble des images synchrones précédemment choisies. De manière très similaire à ce qui a été présenté précédemment, le procédé selon l'invention calcule le déplacement du cœur dû au mouvement respiratoire. Pour illustrer cela, on suppose que le procédé dispose de trois images synchrones I_1 , I_2 , I_3 , ainsi que des images seuillées associées IS_1 , IS_2 et IS_3 . A partir de ces trois images, on définit une fonction de coût F_{123} qui prend en compte le fait que la translation entre les images I_1 et I_3 est égale à la somme de la translation entre les images I_1 et I_2 et de la translation entre les images I_2 et I_3 , c'est-à-dire que $k_{13}=k_{12}+k_{23}$.

Et cette nouvelle fonction de coût F_{123} a comme expression :

$$F_{123}(k_{12}, k_{23}) = \sum_{i=0}^{nblignes} |f_{IS_1}(i) - f_{IS_2}(i - k_{12})| + \sum_{i=0}^{nblignes} |f_{IS_2}(i) - f_{IS_3}(i - k_{23})| + \sum_{i=0}^{nblignes} |f_{IS_1}(i) - f_{IS_3}(i - k_{12} - k_{23})|$$

Ainsi, on détermine les déplacements k_{12} entre les images I_1 et I_2 et k_{23} entre les images I_2 et I_3 , indiquant les déplacements dus au mouvement respiratoire entre l'image I_1 et l'image I_2 et l'image I_2 et l'image I_3 respectivement, k_{12} et k_{23} minimisant F_{123} .

Ainsi, avant de faire une reconstruction tridimensionnelle à partir des images synchrones, le dispositif de radiographie 1 corrige ces images à l'aide
5 des déplacements dus à la respiration précédemment calculés par des algorithmes de correction d'images par translation connus en soi, puis par des algorithmes de correction de matrices de projection aussi connus en soi.

REVENDICATIONS

1. Procédé de détection automatique du mouvement
5 cardiaque destiné à être mis en œuvre au sein d'un
dispositif de radiographie (1) de type comportant une
source de rayons X (3), des moyens d'enregistrement
(2) disposés en regard de la source, et un support
10 disposé entre la source et les moyens
d'enregistrement sur lequel un patient (100) dont la
région du cœur (4) est à radiographier est destiné à
être positionné, caractérisé en ce que le procédé
comporte des étapes de :
- 15 a) acquisition par les moyens d'enregistrement
d'une série d'images successives I_n de la région
du cœur
 - b) analyse d'au moins une partie des images ainsi
acquises pour y mettre en évidence un mouvement
du coeur, et
 - 20 c) détermination du cycle cardiaque à partir de ce
mouvement.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce
qu'il comporte des étapes de :
- 25 a) acquisition par les moyens d'enregistrement de
la série d'images successives I_n de la région du
cœur,
 - b) détermination d'un axe crânio-caudal du cœur,
 - c) calcul pour chaque image I_n de la série d'images
30 d'un ensemble de coefficients d'atténuation des
points de l'image représentant les vaisseaux de

- la région du cœur suivant des lignes
perpendiculaires à l'axe crânio-caudal du cœur,
- d) calcul d'un déplacement intégral $k_{n,n+1}$ entre deux
images successives I_n et I_{n+1} de la série d'images
5 à partir de l'ensemble des coefficients
d'atténuation calculé pour chacune des deux
images successives,
- e) détermination du cycle cardiaque à partir de
l'ensemble des déplacements intégraux
10 précédemment calculés.
3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce
que l'étape b comporte des étapes de :
- b1) calcul, pour chacune des images I_n de la
15 série d'images, d'une image seuillée associée
 IS_n ne conservant que les vaisseaux de la région
du cœur,
- b2) détermination de l'ensemble des coefficients
d'atténuation des points de l'image à partir
20 des images seuillées suivant des lignes
perpendiculaires à l'axe du cœur.
4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce
que l'étape de calcul de l'image seuillée IS_n comporte
25 des étapes de :
- bli) détermination d'au moins une dimension,
notamment un diamètre, des vaisseaux de la
région du cœur à conserver,
- blii) calcul d'une image de fermeture à partir de
30 la dimension maximale des vaisseaux de la région
du cœur à conserver,

bliii) calcul d'une image intermédiaire par soustraction de l'image de fermeture à l'image initiale, et

5 bliiv) calcul de l'image seuillée par application sur l'image intermédiaire d'un seuillage adaptatif.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que le seuillage est appliqué de sorte qu'il conserve
10 environs 15% des pixels de l'image intermédiaire.

6. Procédé selon l'une des revendications 2 à 5, caractérisé en ce que l'ensemble des coefficients d'atténuation des points de l'image I_n suivant une
15 ligne i est modélisé par une intégrale linéaire $f_{I_n}(i)$ de ces coefficients d'atténuation le long de cette ligne.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce
20 que l'intégrale linéaire s'exprime par une formule, pour la ligne i , $f_{I_n}(i) = \sum_{j=0}^{nbcolonnes} \ln \frac{I_n(i,j)}{I_{0n}(i,j)}$ avec

$I_n(i,j) = R_{00} e^{-\int_{C(v)} \mu(x) dx - \int_{C(f)} \mu(x) dx}$ et $I_{0n}(i,j) = R_{00} e^{-\int_{C(f)} \mu(x) dx}$ où R_{00} est
l'intensité initiale des rayons X émis par la source de rayons X (3), $C(M)$ est le trajet entre la source
25 de rayons X et un point M de l'image I_n ayant pour coordonnées (i,j) en pixels sur ladite image, μ est le coefficient local d'atténuation le long du trajet $C(M)$ qui dépend de la nature des tissus traversés ainsi que de la longueur d'onde de rayons X utilisée,

V représente l'ensemble des points de l'image I_n appartenant aux vaisseaux projetés qui sont traversées par les rayons X, et F représente l'ensemble des points appartenant à d'autres tissus projetés sur l'image I_n .

8. Procédé selon la revendication 6 ou 7, caractérisé en ce que le calcul du déplacement intégral $k_{n,n+1}$ entre deux images successives I_n et I_{n+1} est effectué à partir de l'ensemble des intégrales linéaires associées à chacune des images successives.

9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que le déplacement intégral est la valeur de $k_{n,n+1}$ qui minimise une fonction de coût de type

$$F_{n,n+1}(k_{n,n+1}) = \sum_i |f_{I_n}(i) - f_{I_{n+1}}(i - k_{n,n+1})|.$$

10. Procédé selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que, le procédé comporte une étape supplémentaire de :

f) choix parmi la série d'images d'un sous-ensemble d'images synchrones du cycle cardiaque à partir du cycle cardiaque prédéterminé précédemment.

11. Procédé selon la revendication 10, caractérisé en ce qu'il comporte en outre une étape de :

g) détermination d'un déplacement intégral dû à la respiration du patient (100) entre les images synchrones, la détermination s'effectuant d'une manière similaire à l'étape c.

12. Dispositif de radiographie (1) de type comportant
une source de rayons X (3), des moyens
d'enregistrement (2) disposés en regard de la source,
5 et un support disposé entre la source et les moyens
d'enregistrement sur lequel un patient (100) dont la
région du cœur (4) est à radiographier est destiné à
être positionné, caractérisé en ce que le dispositif
de radiographie comporte des moyens pour mettre en
10 oeuvre le procédé selon l'une des revendications
précédentes.

1/3

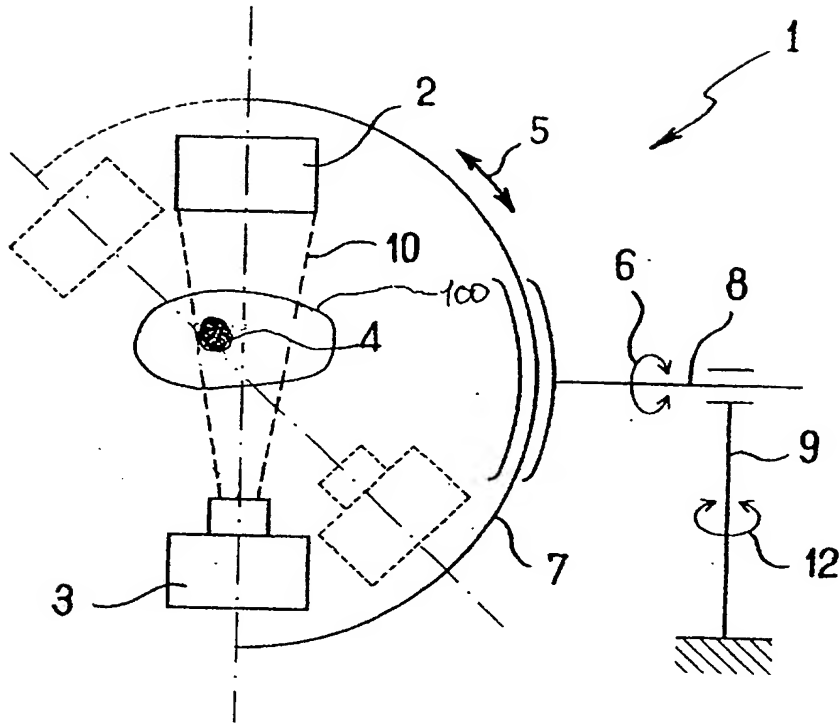


FIG. 1

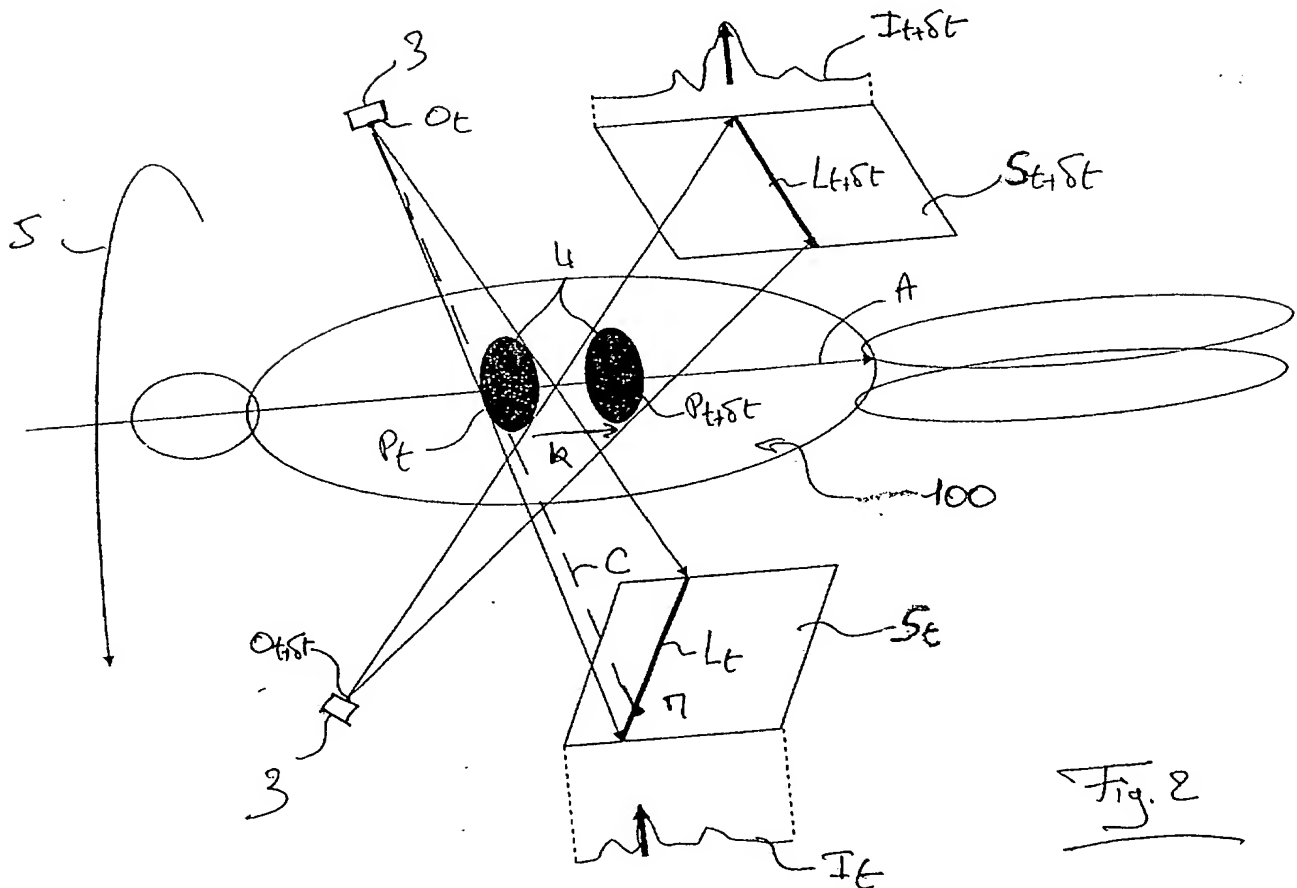


Fig. 2

1 / 4

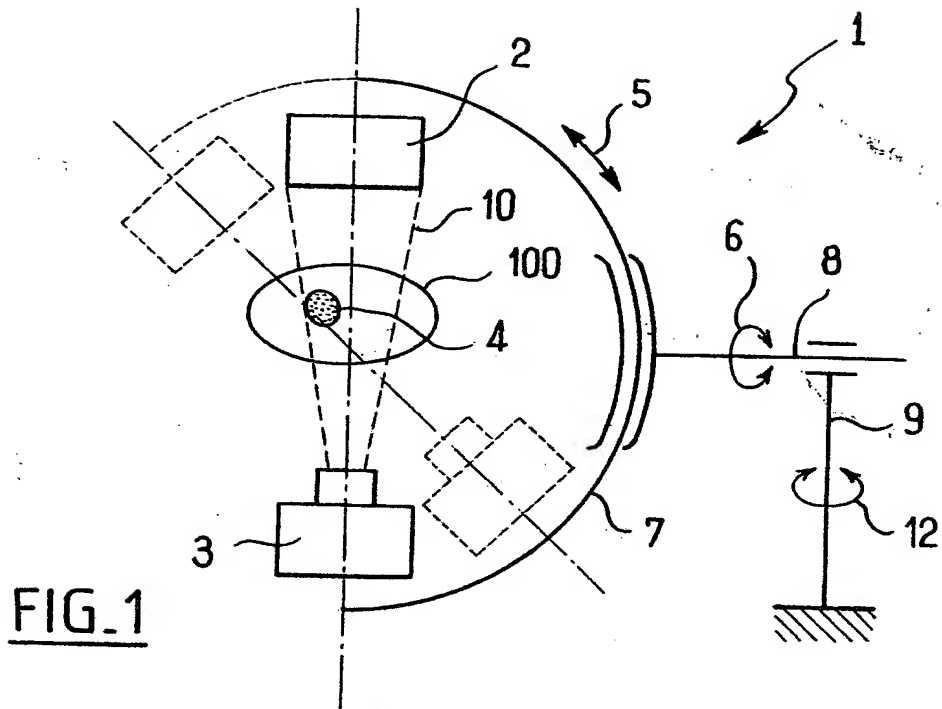


FIG.1

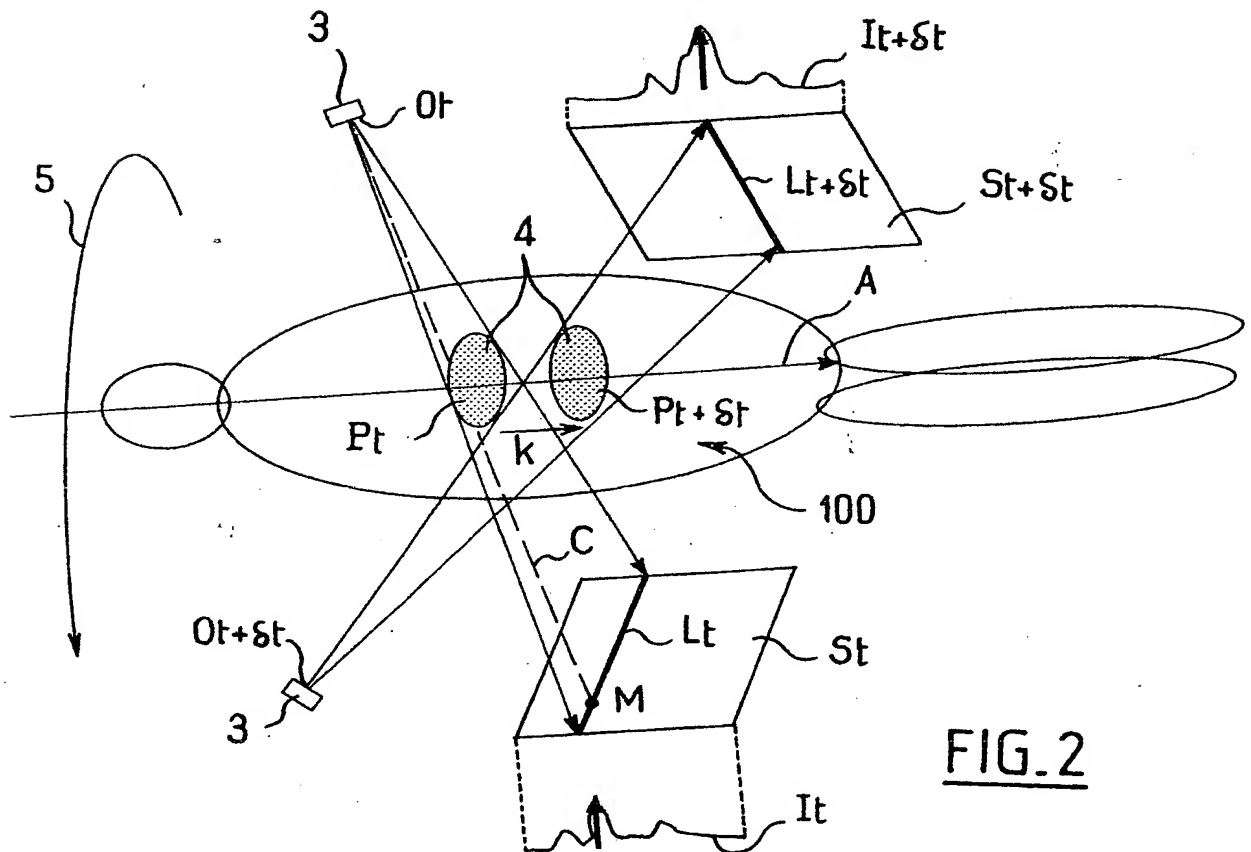
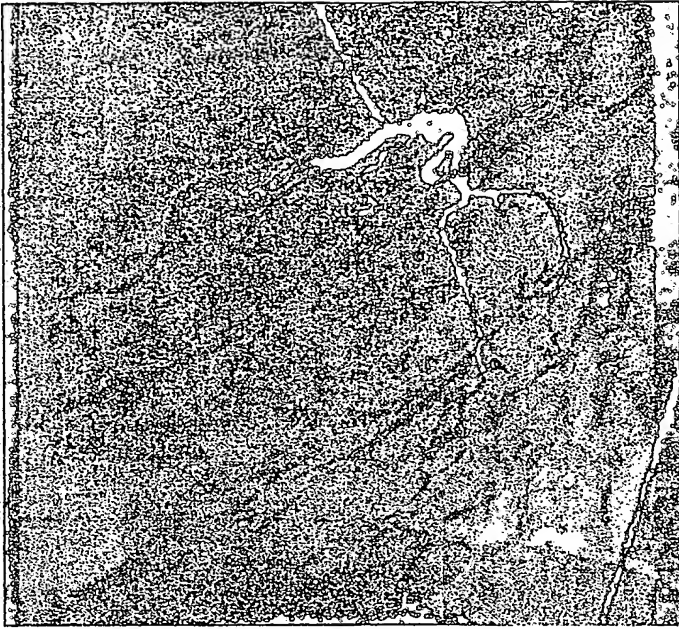
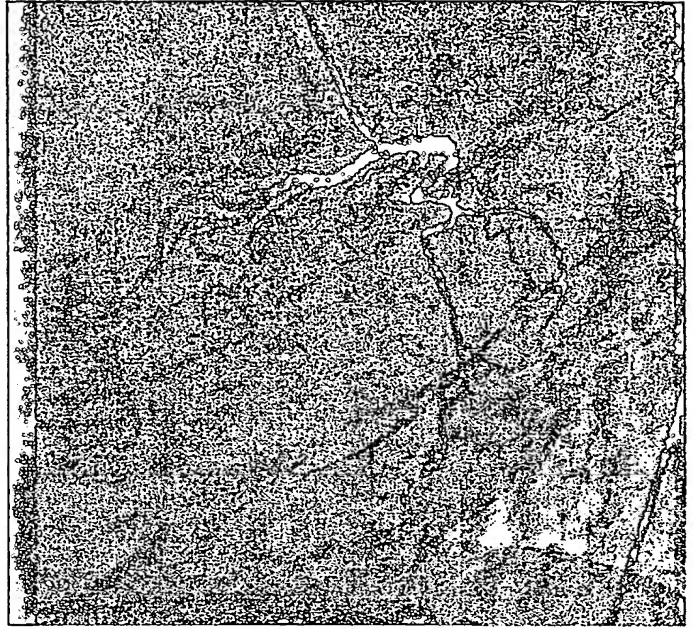
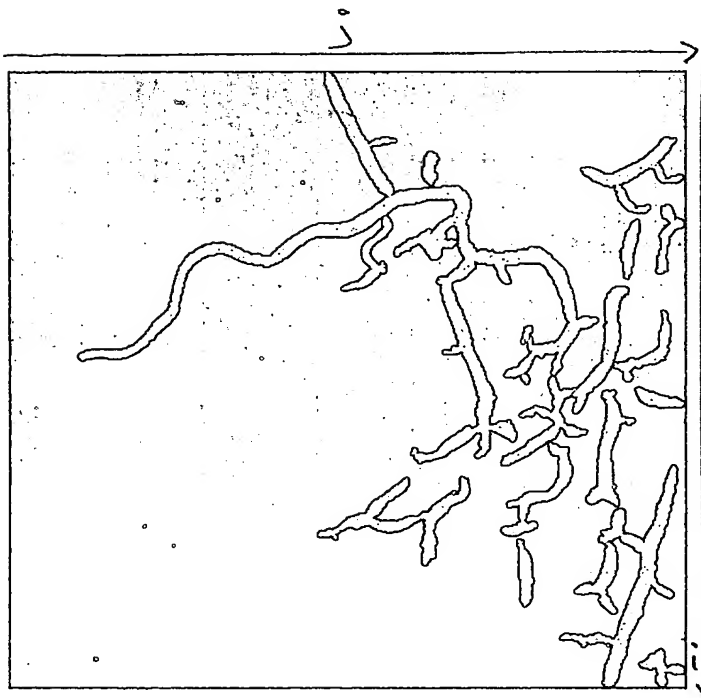
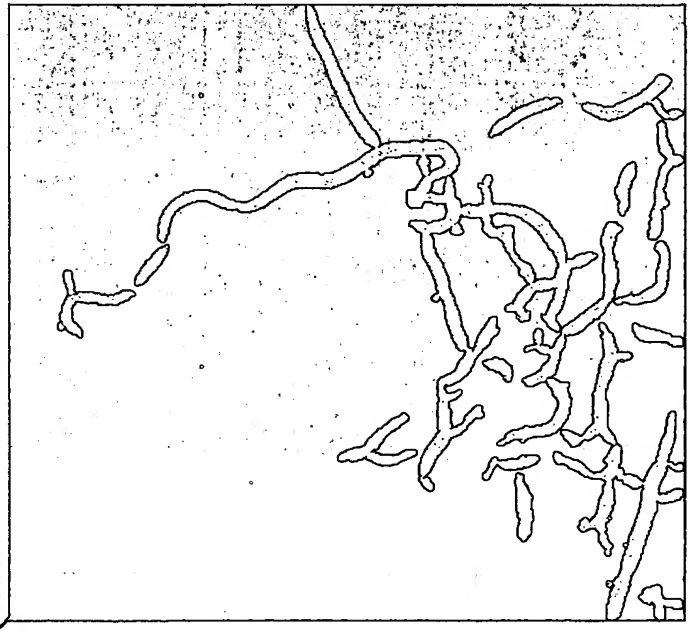


FIG.2

2/3

 IO_n  IO_{n+1} Fig. 3 IS_n  IS_{n+1} Fig. 4

2 / 4



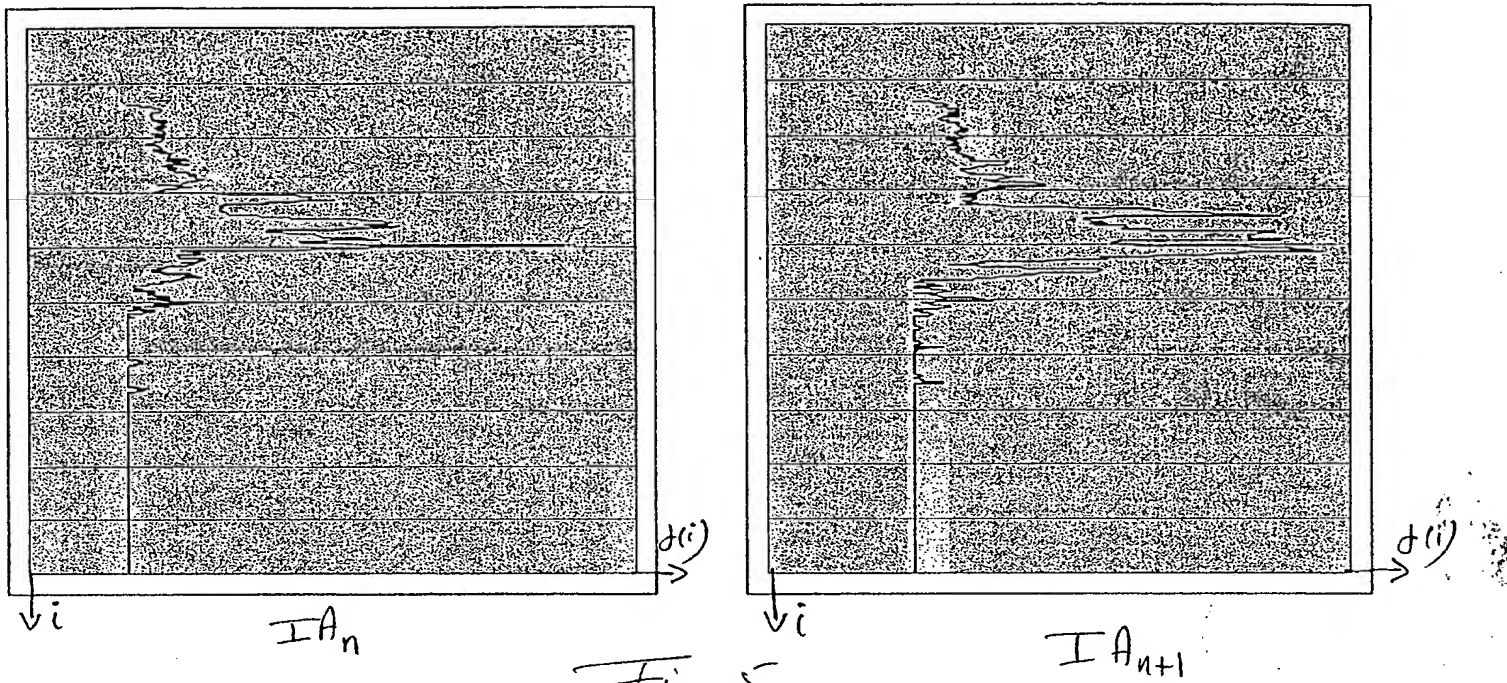
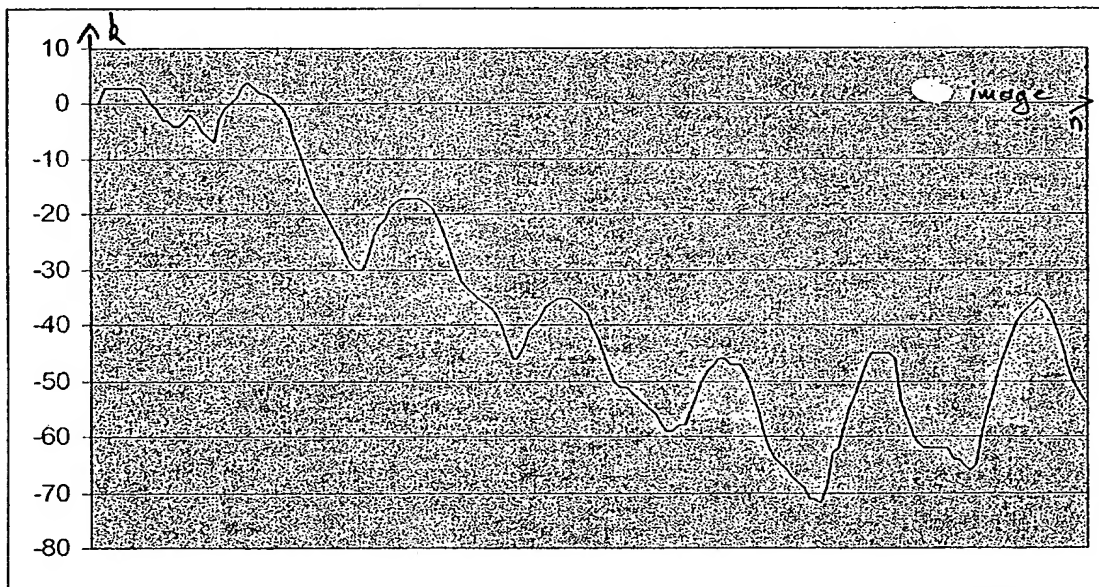
$I0_{n+1}$



$I0_n$

FIG.3

3/3

Fig. 5Fig 6

3 / 4

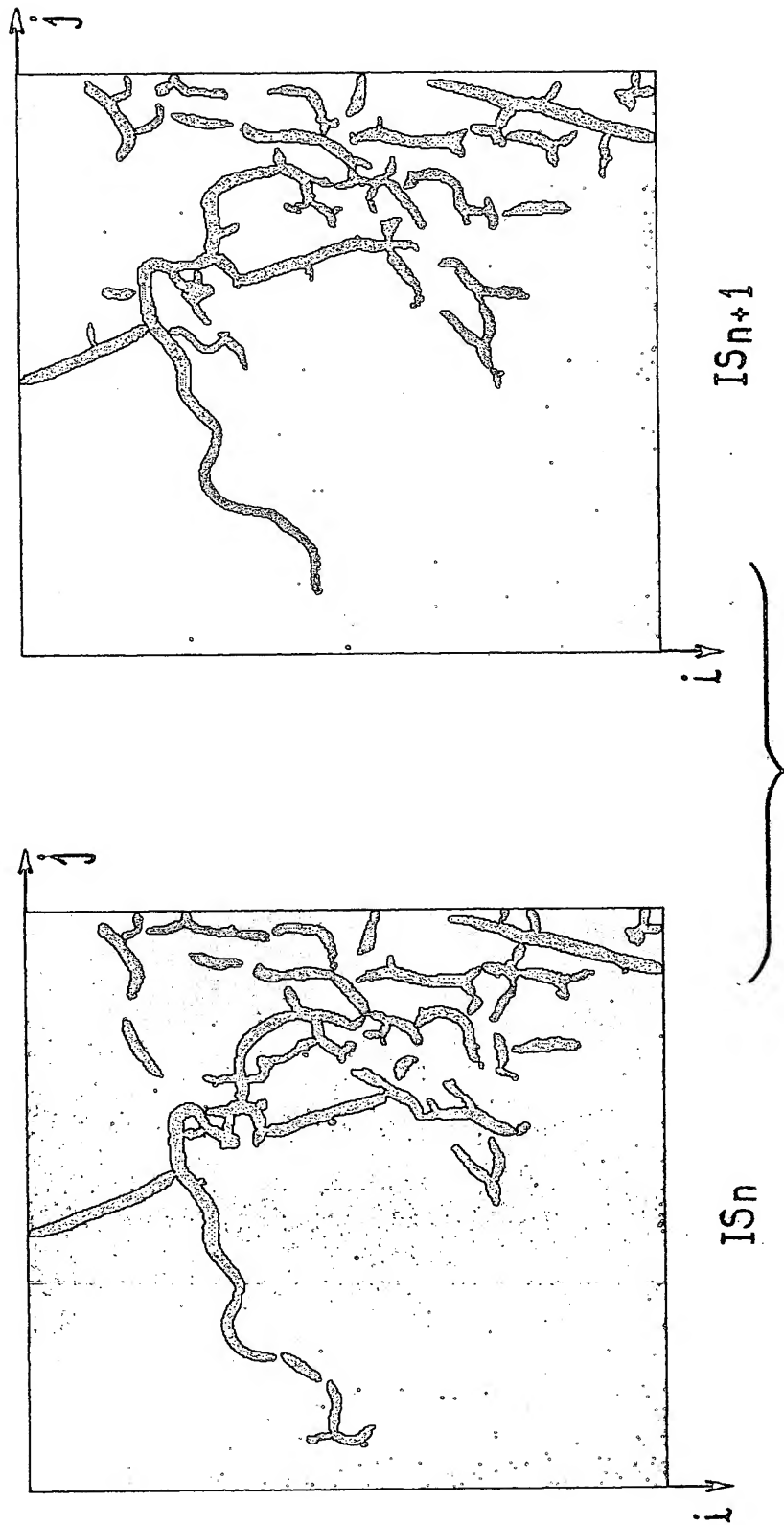


FIG. 4

4 / 4

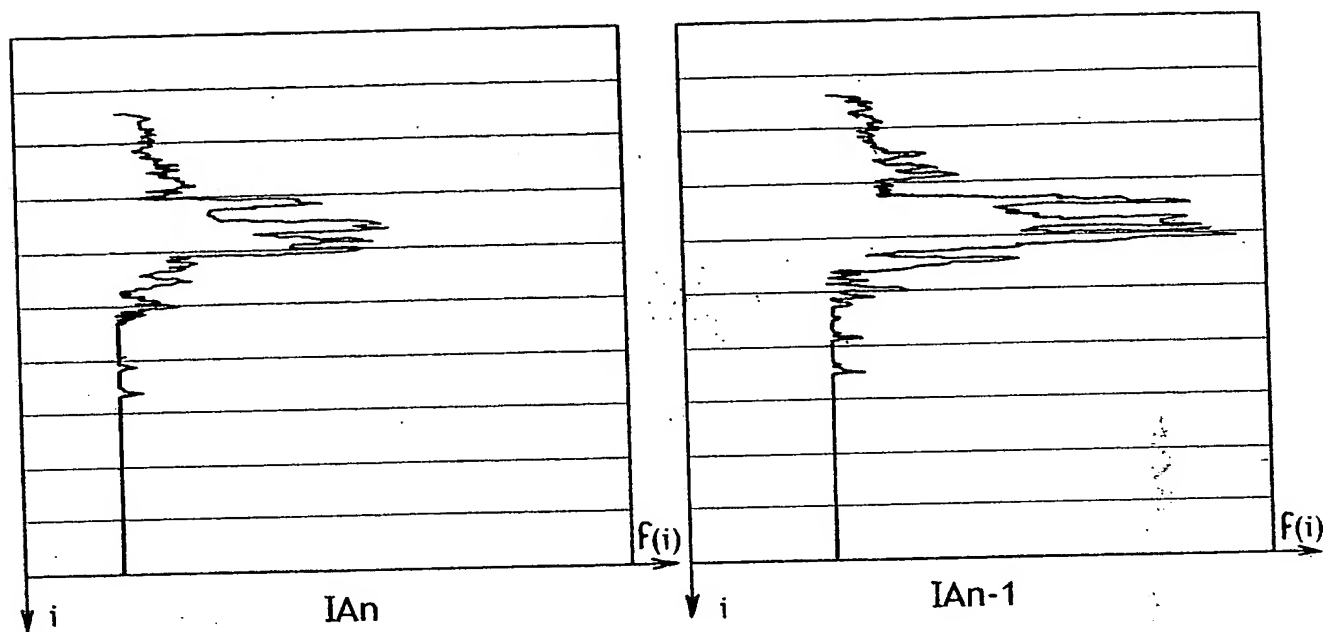


FIG.5

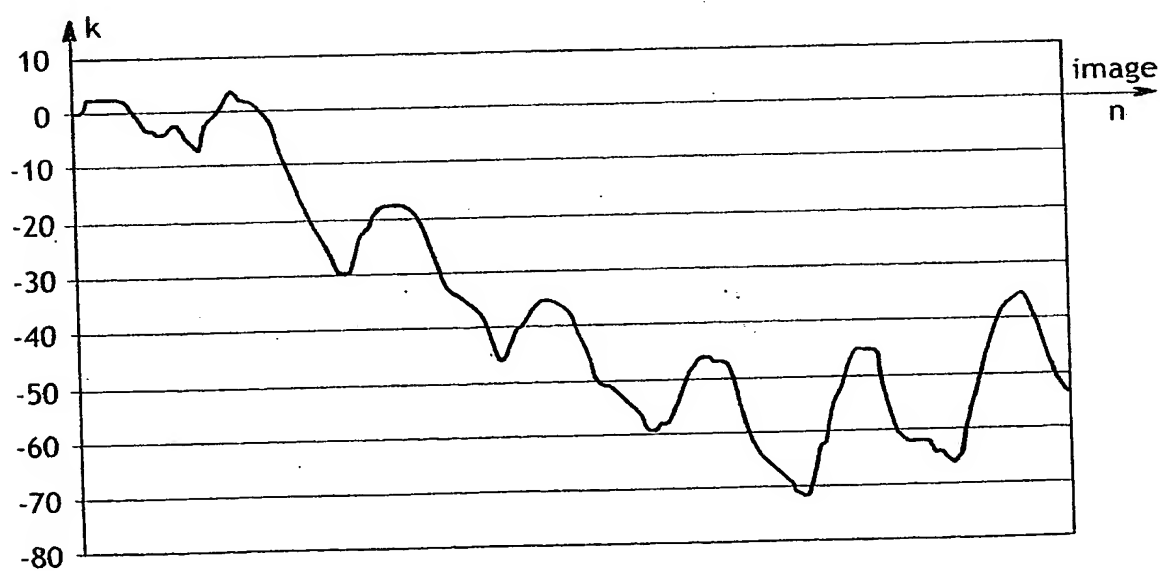


FIG.6

**BREVET D'INVENTION****CERTIFICAT D'UTILITÉ**

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1.../2...

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 270601

Vos références pour ce dossier (facultatif)		240101 FG	
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0215443	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
PROCEDE DE DETECTION DU CYCLE CARDIAQUE A PARTIR D'ANGIOGRAMME DE VAISSEAUX CORONAIRES			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC : 3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 - USA			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :			
1 Nom		VAILLANT Régis	
Prénoms			
Adresse	Rue	23 rue de Lucerne	
	Code postal et ville	91140 VILLEBON SUR YVETTE FR	
Société d'appartenance (facultatif)			
2 Nom		NAY Maria-Magdalena	
Prénoms			
Adresse	Rue	18, rue Galliéni	
	Code postal et ville	94230 CACHAN FR	
Société d'appartenance (facultatif)			
3 Nom		GAVIT Laurence	
Prénoms			
Adresse	Rue	88, Boulevard Jourdan	
	Code postal et ville	75014 PARIS FR	
Société d'appartenance (facultatif)			
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)			

**BREVET D'INVENTION****CERTIFICAT D'UTILITÉ**

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11235*03

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 2.../2...

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 270601

V s références pour ce dossier (facultatif)		
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) 0215443		
PROCÉDE DE DETECTION DU CYCLE CARDIAQUE A PARTIR D'ANGIOGRAMME DE VAISSEAUX CORONAIRES		
LE(S) DEMANDEUR(S) :		
GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC : 3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 - USA		
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :		
1	Nom	
	Prénoms	
	Adresse	Rue
		Code postal et ville
	Société d'appartenance (facultatif)	
2	Nom	
	Prénoms	
	Adresse	Rue
		Code postal et ville
	Société d'appartenance (facultatif)	
3	Nom	
	Prénoms	
	Adresse	Rue
		Code postal et ville
	Société d'appartenance (facultatif)	
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.		
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (N m t qualit' du signataire)		

Docket No. 14X2126392

Application No.

Inventor: NAY ET AL

Title: PROCESS AND APPARATUS FOR DETECTION
OF THE CARDIAC CYCLE

Attorney: Jay L. Chaskin, Reg. No. 24,030 CUR# 23413